



27123

PATENT TRADEMARK OFFICE

Docket No. 1232-4826

BET
7-3-02**THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE**

Applicant(s): KISHIDA, et al

Group Art Unit: 3737

Serial No.: 10/086,139

Examiner:

Filed: February 26, 2002

For: EYE FUNDUS EXAMINATION APPARATUS

#5 Priority
DOC**CLAIM TO CONVENTION PRIORITY**Commissioner for Patents
Washington, D.C. 20231

Sir:

In the matter of the above-identified application and under the provisions of 35 U.S.C. §119 and 37 C.F.R. §1.55, applicant(s) claim(s) the benefit of the following prior application(s):

Application(s) filed in: Japan
In the name of: Canon Kabushiki Kaisha

Serial No(s): 2001-052832
Filing Date(s): February 27, 2001

Serial No(s): 2001-197948
Filing Date(s): June 29, 2001

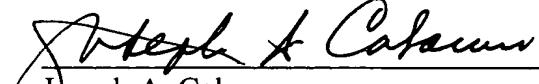
RECEIVED
JUN 13 2002
U.S. MAIL ROOM
PTO

- Pursuant to the Claim to Priority, applicant(s) submit(s) a duly certified copy of said foreign application.
- A duly certified copy of said foreign application is in the file of application Serial No. , filed .

Respectfully submitted,
MORGAN & FINNEGAN, L.L.P.

Dated: June 7, 2002

By:


Joseph A. Calvaruso
Registration No. 28,287

Correspondence Address:

MORGAN & FINNEGAN, L.L.P.
345 Park Avenue
New York, NY 10154-0053
(212) 758-4800 Telephone
(212) 751-6849 Facsimile



37-37
Docket No. 1232-4826

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant(s): KISHIDA, et al.

Group Art Unit: 3737

Serial No.: 10/086,139

Examiner:

Filed: February 26, 2002

For: EYE FUNDUS EXAMINATION APPARATUS

CERTIFICATE OF MAILING (37 C.F.R. §1.8(a))

Commissioner for Patents
Washington, DC 20231

Sir:

I hereby certify that the attached:

1. Claim to Priority Convention
2. Certified copies of two (2) priority documents
3. Return Receipt Postcard

along with any paper(s) referred to as being attached or enclosed and this Certificate of Mailing are being deposited with the United States Postal Service on date shown below with sufficient postage as first-class mail in an envelope addressed to the: Commissioner for Patents, Washington, DC 20231.

Respectfully submitted,
MORGAN & FINNEGAN, L.L.P.

Dated: June 3, 2002

By:

Helen Tiger
Helen Tiger

Correspondence Address:

MORGAN & FINNEGAN, L.L.P.
345 Park Avenue
New York, NY 10154-0053
(212) 758-4800 Telephone
(212) 751-6849 Facsimile

RECEIVED

JUN 18 2002

TC 3700 MAIL ROOM

CP016220 US / sum



日本特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されて
いる事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed
with this Office

出願年月日
Date of Application:

2001年 2月27日

出願番号
Application Number:

特願2001-052832

[ST.10/C]:

[JP2001-052832]

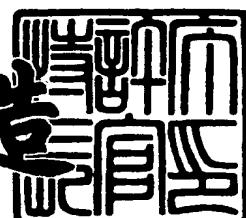
出願人
Applicant(s):

キヤノン株式会社

RECEIVED
JUN 18 2002
TECHNOLOGY CENTER R3700

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

及川耕造



出証番号 出証特2002-3019138

【書類名】 特許願

【整理番号】 4268055

【提出日】 平成13年 2月27日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 5/02

【発明の名称】 眼血流計

【請求項の数】 4

【発明者】

【住所又は居所】 東京都大田区下丸子三丁目30番2号 キヤノン株式会社内

【氏名】 岸田 伸義

【特許出願人】

【識別番号】 000001007

【氏名又は名称】 キヤノン株式会社

【代表者】 御手洗 富士夫

【代理人】

【識別番号】 100075948

【弁理士】

【氏名又は名称】 日比谷 征彦

【電話番号】 03-3852-3111

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 013365

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9703876

【ブルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 眼血流計

【特許請求の範囲】

【請求項1】 眼の血管にレーザー光を照射してその反射光を受光し前記反射光から血流速度を求める血流測定部と、検者の操作により測定状態の管理を行う管理部と、眼を撮像する撮像器と、該撮像器により撮像した眼の観察像を表示するディスプレイと、前記血流測定部の状態に応じて前記ディスプレイを制御する制御部とを有することを特徴とする眼血流計。

【請求項2】 前記管理部はレーザー光の照射を制御する照射制御部を構成し、該照射制御部の出力に応じて前記ディスプレイの表示方法を制御することを特徴とする請求項1に記載の眼血流計。

【請求項3】 前記制御部はレーザー光照射開始時に前記ディスプレイの表示を拡大表示することを特徴とする請求項2に記載の眼血流計。

【請求項4】 前記制御部はレーザー光照射終了時に前記ディスプレイの表示の拡大を解除することを特徴とする請求項2又は3に記載の眼血流計。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、例えば被検眼にレーザー光を照射し、散乱反射光を受光して解析し、血流速度及び血流量を計測する眼底血流計のような眼血流計に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

例えば眼血流計として、被検眼の眼底血管をトラッキングし、トラッキングした血管の絶対血流速度を測定するレーザードップラ眼底血流計が知られている。このレーザードップラ眼底血流計においては、例えば眼底の血管にトラッキング用のレーザービームと血流速測定用のレーザービームと共に照射する装置が特開平7-31596号等により知られており、眼底の血管の血流速度と測定した血

管の血管径を求め、血管内の血流量を測定できるようになっている。

【0003】

また、このレーザードラップ眼底血流計は、数秒間の測定時間を必要とするため、被検眼の状態を観察しながら測定を行う必要がある。そこで、このような測定中のデータの状態と被検眼の状態を同時に観察する必要のある装置では、テレビカメラによる観察像を観察用モニタに表示し、測定中のデータ状態を血流速度解析用のパーソナルコンピュータのモニタに表示し、この2つのモニタを同時に観察することで、測定中のデータの状態と被検眼の状態とを同時に観察することができる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら上述の従来例においては、測定中の被検眼の観察用モニタと測定中のデータ状態を表示するモニタの2つを別々に設置する必要があり、スペース的にも観察するにも不便である。また近年では、ビデオキャプチャボードなどにより、ビデオ信号をパーソナルコンピュータのモニタ画面上に表示することが可能となり、測定結果や測定条件と共に、被検眼の観察像を血流速度解析用のパーソナルコンピュータのモニタ画面上に表示するようにできるようになっている。

【0005】

しかしモニタ上には、被検眼の観察像、測定中のデータ状態、測定結果の多くの情報を表示しなければならず、測定結果や測定条件を優先的に表示させると、測定対象の血管に対してアライメントを行う際には、被検眼の観察像が小さくなり見づらい。また、逆に被検眼の観察像を優先に表示させると、測定結果が見難くなってしまう。

【0006】

本発明の目的は、上述の問題点を解消し、観察像と測定結果等を併用して表示しても、表示が見易い眼血流計を提供することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するための請求項1に係る本発明は、眼の血管にレーザー光を

照射してその反射光を受光し前記反射光から血流速度を求める血流測定部と、検者の操作により測定状態の管理を行う管理部と、眼を撮像する撮像器と、該撮像器により撮像した眼の観察像を表示するディスプレイと、前記血流測定部の状態に応じて前記ディスプレイを制御する制御部とを有することを特徴とする眼血流計である。

【0008】

請求項2に係る本発明は、前記管理部はレーザー光の照射を制御する照射制御部を構成し、該照射制御部の出力に応じて前記ディスプレイの表示方法を制御することを特徴とする請求項1に記載の眼血流計である。

【0009】

請求項3に係る本発明は、前記制御部はレーザー光照射開始時に前記ディスプレイの表示を拡大表示することを特徴とする請求項2に記載の眼血流計である。

【0010】

請求項4に係る本発明は、前記制御部はレーザー光照射終了時に前記ディスプレイの表示の拡大を解除することを特徴とする請求項2又は3に記載の眼血流計である。

【0011】

【発明の実施の形態】

本発明を図示の実施の形態に基づいて詳細に説明する。

図1は第1の実施の形態の形態における眼底血流計の実施例の構成図を示しており、白色光を発するタンクステンランプ等から成る観察光源1から被検眼Eと対向する対物レンズ2に至る照明光路上には、コンデンサレンズ3、例えば黄色域の波長光のみを透過するバンドパスフィルタ付のフィールドレンズ4、被検眼Eの瞳孔とほぼ共役な位置に設けられたリングスリット5、被検眼Eの水晶体とほぼ共役な位置に設けられた遮光部材6、リレーレンズ7、光路に沿って移動自在な固視標表示用素子である透過型液晶パネル8、リレーレンズ9、被検眼Eの角膜近傍と共に設けられた遮光部材10、孔あきミラー11、黄色域の波長光を透過し他の光束を殆ど反射するバンドパスミラー12が順次に配列されている。

【0012】

孔あきミラー11の背後には眼観察光学系が構成されており、光路に沿って移動自在な第1のフォーカスレンズ13、リレーレンズ14、スケール板15、光路中に挿脱自在な光路切換ミラー16、接眼レンズ17が順次に配列され、検者眼eに至っている。光路切換ミラー16が光路中に挿入されている場合の反射方向の光路上には、テレビリレーレンズ18、撮像器であるCCDカメラ19が配置されている。

【0013】

バンドパスミラー12の反射方向の光路上には、イメージローテータ20、紙面に垂直な回転軸を有するガルバノメトリックミラー21が配置されている。このガルバノメトリックミラー21は両面の下側反射面21a、上側反射面21bは共に研磨され、上側反射面21bの反射方向にはレンズ22、光路に沿って移動自在なフォーカスユニット23が配置されている。なお、レンズ22の前側焦点面は被検眼Eの瞳孔と共に役関係にあり、この焦点面にガルバノメトリックミラー21が配置されている。フォーカスユニット23内においては、レンズ22と同一光路上に、ダイクロイックミラー24、集光レンズ25が順次配列され、ダイクロイックミラー24の反射方向の光路上にはマスク26、ミラー27が配置されており、矢印で示す方向に一体的に移動可能である。

【0014】

集光レンズ25の入射方向の光路上には固定ミラー28、光路から退避可能な光路切換ミラー29が平行に配置され、光路切換ミラー29の入射方向の光路上には、コリメータレンズ30、コヒーレントな例えは赤色光を発する測定用のレーザーダイオード31が配列されている。ミラー27の入射方向の光路上には、シリンドリカルレンズ等から成るビームエクスパンダ32、他の光源と異なる高輝度の例えは緑色光を発するトラッキング光源33が配列されている。

【0015】

ガルバノメトリックミラー21の後方には光路長補償のための半月板34、光路中に遮光部を有する黒点板35、凹面ミラー36が配置され、ガルバノメトリックミラー21の下側反射面21aで反射されず通過する光束をガルバノメトリ

ックミラー21の上側反射面21bへ導くリレー光学系を構成している。

【0016】

ガルバノメトリックミラー21の下側反射面21aの反射方向の光路上には、光路に沿って移動自在な第2のフォーカスレンズ37、ダイクロイックミラー38、フィールドレンズ34、拡大レンズ40、イメージインテンシファイヤ付きの一次元CCD41が順次に配列され、血管検出系が構成されている。

【0017】

また、ダイクロイックミラー38の反射方向の光路上には、結像レンズ42、共焦点絞り43、被検眼Eの瞳孔とほぼ共役に設けられたミラー対44a、44bが配置され、ミラー対44a、44bの反射方向にはそれぞれフォトマルチプライヤ45a、45bが配置され、測定用受光光学系が構成されている。

【0018】

なお、図示の都合上、全ての光路を同一平面上に示したが、ミラー対44a、44bの反射光路、トラッキング光源33の出射方向の測定光路、レーザーダイオード31からマスク26に至る光路はそれぞれ紙面に直交している。

【0019】

更に、装置全体を制御するためのシステムコントローラ46が設けられ、このシステムコントローラ46にはCCDカメラ19、血管位置検出回路47を介し一次元CCD41、検者による装置操作を可能とする入力デバイス48、フォトマルチプライヤ45a、45bの出力がそれぞれ接続されており、システムコントローラ46の出力はガルバノメトリックミラー21を制御するミラー制御回路49、光路切換ミラー29、ディスプレイ50にそれぞれ接続されている。また、ミラー制御回路49には一次元CCD41の出力が血管位置検出回路47を介して接続されている。

【0020】

図2はシステムコントローラ46の構成図を示しており、システムコントローラ46にはキーボード及び測定開始スイッチを備えた入力デバイス48の出力が接続され、トラッキング光であるトラッキング光源33及び測定光であるレーザーダイオード31の照射を管理するレーザー管理部61、一次元CCD41によ

り撮像された血管像を基に、血管径を算出する血管径算出器62、フォトマルチプライヤ45a、45bの受光信号を周波数解析して、眼底Eaの血流速度を算出する血流速度算出器63、フォトマルチプライヤ45a、45bの受光信号を周波数変換するFFT演算器64、入力デバイス48によって入力された患者情報及び測定時間等の測定環境を記録するメモリを含む記録部65が設けられている。更に、レーザー管理部61はCCDカメラ19の信号が入力する観察像管理部66に接続され、血管径算出器62、血流速度算出器63、FFT演算器64、記録部65の信号はデータ表示管理部67に出力され、観察像管理部66、データ管理部67の信号はディスプレイ50に接続されている。

【0021】

観察光源1から発した白色光はコンデンサレンズ3を通過し、フィールドレンズ4により黄色の波長光のみが透過され、リングスリット5、遮光部材6、リレーレンズ7を通過し、透過型液晶28を背後から照明し、リレーレンズ9、遮光部材10を通過して孔あきミラー11において反射され、黄色域の波長光のみがバンドパスミラー12、対物レンズ2を通過し、被検眼Eの瞳孔上で眼照明光光束像Iとして一旦結像した後に、眼底Eaをほぼ一様に照明する。この際に、液晶パネル8には固視標が表示されており、照明光により被検眼E的眼底Eaに投影され、視標像として被検眼Eに呈示される。なお、リングスリット5、遮光部材6、10は被検眼Eの前眼部において眼照明光と眼観察光を分離するためのものであり、必要な遮光領域を形成するものであればその形状は問題とならない。

【0022】

眼底Eaからの反射光は同じ光路を戻り、瞳孔上から眼観察光として取り出され、孔あきミラー11の中心の開口部、フォーカシングレンズ13、リレーレンズ14を通過し、スケール板15で眼底像Ea'をして結像した後に、光路切換ミラー16に至る。この際に、光路切換ミラー16が光路から退避している場合には、検者眼eは接眼レンズ17を介して眼底像Ea'が観察可能となり、一方、光路切換ミラー16が光路に挿入されている場合には、スケール板15上に結像された眼底像Ea'がテレビリレーレンズ18を介してCCDカメラ19上に再結像され、システムコントローラ46を介してディスプレイ50に映出される。

【0023】

また、レーザーダイオード31から発した測定光はコリメータレンズ30によりコリメートされ、光路に光路切換ミラー29が挿入されている場合には、光路切換ミラー29、固定ミラー28においてそれぞれ反射され、集光レンズ25の下方を通過し、光路切換ミラー29が光路から退避している場合には、直接に集光レンズ25の上方を通過し、ダイクロイックミラー24を透過する。

【0024】

トラッキング光源33から発したトラッキング光は、ビームエクスパンダ32により縦横異なる倍率でビーム径が拡大され、ミラー27において反射された後に、整形用マスク26で所望の形状に整形され、更にダイクロイックミラー24において反射され上述した測定光と重畳される。測定光は集光レンズ25により、マスク26の開口部中心と共に位置にスポット状に結像されている。更に、測定光及びトラッキング光はレンズ22を通過し、ガルバノメトリックミラー21の上側反射面21bにおいて反射され、黒点板35を通過した後に、凹面ミラー36において反射され、再度黒点板35、半月板34を通過し、ガルバノメトリックミラー21を透過する。

【0025】

この際に、ガルバノメトリックミラー21は被検眼Eと共に位置に配されている。また、凹面ミラー36、黒点板35、半月板34は光軸上に同心に配置されかつ共動してガルバノメトリックミラー21の上側反射面21bと下側反射面21aとを-1倍で結像するリレー系の機能が与えられている。ガルバノメトリックミラー21を透過した測定光及びトラッキング光はイメージローテータ20を経て、バンドパスミラー12により対物レンズ2方向に偏向され、対物レンズ2を介して被検眼Eの眼底Eaに照射される。

【0026】

なお、半月板34はガルバノメトリックミラー21の上側反射面21b、下側反射面21aの位置がそのミラー厚によって生ずる図面の上下方向へずれを持つことを補正するためのものであり、イメージローテータ20に向かう光路中にの

み作用するものである。

【0027】

このように、測定光及びトラッキング光は、ガルバノメトリックミラー21の上側反射面21bにおいて反射され、再度戻されるよう対物レンズ2の光軸から偏心した状態でガルバノメトリックミラー21に入射される。眼底Eaにおける散乱反射光は再度対物レンズ2で集光され、バンドパスミラー12で反射されてイメージローテータ20を通過し、ガルバノメトリックミラー21の下側反射面21aで反射され、フォーカスレンズ37を通過し、ダイクロイックミラー38において測定光及びトラッキング光は分離される。

【0028】

トラッキング光はダイクロイックミラー38を透過し、フィールドレンズ34、結像レンズ40を介して一次元CCD41上で眼観察光学系による眼底像Ea、よりも拡大された血管像として結像する。そして、一次元CCD41で撮像された血管像に基づいて、血管位置検出回路47において血管像の移動量を表すデータが作成され、ミラー制御回路49に出力される。ミラー制御回路49はこの移動量を補償するようにガルバノメトリックミラー21を駆動する。また、システムコントローラ46では、一次元CCD41で撮像された血管像を基に血管径を算出する。

【0029】

一方、測定光はダイクロイックミラー38において反射され、共焦点絞り43の開口部を経てミラー対44a、44bで反射され、それぞれフォトマルチプライヤ45a、45bに入射する。また、フォトマルチプライヤ45a、45bの受光信号はそれぞれシステムコントローラ46に出力され、この受光信号はシステムコントローラ46において受光信号を周波数解析され、眼底Eaの血流速度が求められる。

【0030】

このように、システムコントローラ46では一次元CCD41で撮像された血管像から血管径を算出し、フォトマルチプライヤ45a、45bの受光信号から血流速度が算出可能となる。また、この算出された血管径及び血流速度は、ディ

スプレイ50に出力される。

【0031】

図3はディスプレイ50の表示画面を示しており、CCDカメラ19によって撮像される被検眼Eの眼底像Ea'と共に、血管径及び血流速度等の計算結果、更には被検眼情報、測定条件等の全ての情報を表示することができる。

【0032】

検者は眼底像Ea'を観察しながら、接眼レンズ17又はディスプレイ50により装置のアライメントを行う。この際に、適切な目的に応じて観察方式を採用することが好適である。接眼レンズ17による観察の場合には、一般的に被検眼Eの観察像と共に血管径及び血流速度の計算結果、更には測定条件等の全ての情報を表示するディスプレイ50よりも高解像かつ高感度なため、眼底Eaの微細な変化を読み取って診断する場合に適している。

【0033】

一方、ディスプレイ50による観察の場合には、視野を制限しないため検者の疲労を軽減することができ、更にCCDカメラ19の出力を外部のビデオテープレコーダやビデオプリンタ等に接続することにより、眼底像Ea'上の測定部位の変化を逐次電子的に記録することが可能となるため、臨床上極めて有効である。

【0034】

次に、この装置を用いて一連の測定動作を行うときの手順について説明する。先ず、名前、登録日、性別、年齢、コメント等の被検者情報の入力を行うため、検者は入力デバイス48におけるキーボードを介して患者IDの入力を行う。この際に、既に記録部65に患者IDが登録されている場合には、図3に示すように名前、登録日、性別、年齢、コメントは、患者IDの入力時点でディスプレイ50の左上画面に、直前に測定された測定データと共に表示される。患者IDが新規の入力であれば、入力デバイス48におけるキーボードから名前、登録日、性別、年齢、コメントを入力することになり、ディスプレイ50の画面には測定データは表示されない。

【0035】

被検者情報の入力が終了すると、被検眼Eの眼底E aのアライメントを行うが、この際には図3の右上方画面に示す程度の眼底像E a'による観察像の大きさで十分である。次に、測定対象とする血管を決め、入力デバイス48におけるレーザー光照射スイッチを押す。データ表示管理部67には、フォトマルチプライヤ45a、45bの受光信号を周波数変換するFFT演算器64からFFT信号が入力される。このFFT信号が入力されることにより、データ表示管理部67はFFTの表示に切換え、ディスプレイ50の左下方画面にFFT情報を表示する。

【0036】

また、レーザー管理部61はレーザー光照射スイッチからの入力信号を受けると、トラッキング光源33及びレーザーダイオード31のレーザー光の照射を行う。同時に、観察像管理部66に照射開始信号S1を出力する。観察像管理部66は信号S1を受けると、CCDカメラ19からの眼底像E a'を図4に示すようにディスプレイ50に拡大表示する。このように、観察画面の大きさを拡大表示することにより、トラッキングする血管とトラッキングビームの位置関係が把握し易いだけではなく、測定が確実に行われているかどうかを見極め易く、効果的なことは明らかである。

【0037】

本実施の形態においては、測定時間を例えば2秒と設定しているため、入力デバイス48における測定開始スイッチを押した後の2秒間、血管径算出器62では一次元CCD41により撮像された血管像を基に血管径の算出を行い、血流速度算出器63ではフォトマルチプライヤ45a、45bの受光信号から血流速度の演算が行われる。

【0038】

このように、本実施の形態においては、レーザー光照射を開始して測定が終了するまでの間は、測定状態を表すFFT表示と拡大表示された観察像とをディスプレイ50上で同時に観察することが可能となる。

【0039】

次に、レーザー管理部61は入力デバイス48における測定開始スイッチから

の入力を受けた後の2秒間の測定が終了すると、トラッキング光源33及びレーザーダイオード31のレーザー光照射の中止を行うと共に、観察像管理部66にレーザー光照射中止信号S2を出力する。観察像管理部66はレーザー光照射中止信号S2を受けると、CCDカメラ19からの観察像の拡大表示を解除し、ディスプレイ50に通常の大きさによる眼底像Ea'を表示する。更に、データ表示管理部67はFFT表示を測定結果の表示に切換え、ディスプレイ50は図5に示す表示となる。更に、データ表示管理部67は血管径算出器62及び血流速度算出器63から血管径及び血流速度のデータを受け取り、血流速度の変化のグラフや、平均血流速度及び血管径と平均血流速度から血流量を算出し画面下方に表示する。

【0040】

このように、本実施の形態においては、測定が終了すると測定状態を表すFFTは非表示となり、ディスプレイ50において眼底像Ea'は拡大表示を解除した状態で表示され、血流速度の変化を示すグラフや平均血流速度、血流量を確認することが可能となる。

【0041】

本実施の形態では、レーザー光の照射によって観察画面の大きさを拡大表示し、更にレーザー光照射が終了した際に、観察像の拡大表示を解除するようしている。このため、レーザー光照射中にはトラッキングする血管とトラッキングビームの位置関係が把握し易く、測定が確実に行われているか否かを見極めることができ、更に測定データの状態をFFTモニタで確かめることができる。また測定終了時には、観察画面の拡大表示を解除することで、測定結果と観察画面を確認することが可能となる。

【0042】

第1の実施の形態において、光路切換ミラー16が光路から退避しているときは、CCDカメラ19で観察像が撮像されないため、図3～図5等で示された眼底像Ea'は観察できない。この場合に、眼底像Ea'を拡大表示する必要がないため、光路切換ミラー16が光路から退避しているか否かの信号を観察像管理部66に入力し、光路切換ミラー16が光路から退避しているときは、眼底像E

a' を拡大しないようにしてもよい。

【0043】

上述した装置を使用することによって、通常の使用においては測定結果と観察像を1つの画面で観察するには十分であるが、第2の実施の形態として、入力デバイス48上に観察像の拡大制御スイッチを設けることにより、検者が任意に観察像を拡大表示することもできる。このような操作を可能にすることにより、例えば測定前に被検眼Eの状態を詳細に観察することができる。この場合は図6に示すような構成となり、第1の実施の形態とは入力デバイス48の出力が観察像管理部66に接続されている点で異なる。

【0044】

また、図7はこの第2の実施の形態における観察像管理部66の内部処理のフローチャート図を示している。観察像管理部66は入力信号の有無を判断し、入力デバイス48における拡大制御スイッチからの観察像拡大信号S3を受けると、CCDカメラ19からの眼底像Ea'をディスプレイ50に拡大表示する。一方、入力デバイス48における拡大制御スイッチからの観察像拡大解除信号S4を受けると、CCDカメラ19からの観察像をディスプレイ50への拡大表示を解除する。ここで観察像管理部66では、この入力デバイス48における拡大制御スイッチからの観察像拡大信号は、照射開始S1に対して優先して行われるため、レーザー光照射前に観察像拡大開始信号S3が入力されると、ディスプレイ50への拡大表示を行う。一方、レーザー光照射中に観察像拡大解除信号S4が入力されると、ディスプレイ50への拡大表示を解除する。

【0045】

従って、検者は図3に示すように結果表示中に、測定結果を見ることよりも観察像を拡大表示して観察することを優先したい場合には、入力デバイス48における拡大制御スイッチにより、図8に示すように眼底像Ea'を拡大表示することが可能になる。また、眼底像Ea'を拡大表示しているときに、眼底像Ea'を小さくし測定条件を見ることを優先したい場合には、検者は入力デバイス48における拡大制御スイッチにより眼底像Ea'の拡大表示を解除することができる。

【0046】

このように、第2の実施の形態では入力デバイス48上に観察像の拡大制御スイッチを設けることによって、レーザー光照射状態か否かに関係なく、測定結果や測定条件と観察像の何れかを優先的に見ることが可能となり、検者にとって使い勝手が良い装置となっている。

【0047】

ここで、第2の実施の形態においては、入力デバイス48上に観察像の拡大制御スイッチが優先的になるように設定されているが、測定中には画面の制御を行う必要が殆どなく、拡大制御スイッチの誤操作を防ぐ意味でも、拡大制御スイッチによる制御は禁止することも考えられる。

【0048】

【発明の効果】

以上説明したように、請求項1に記載の眼血流計では、測定状態によって観察像ディスプレイの状態を変化するようにしたため、トラッキング対象とする血管への位置合わせ操作を容易にでき、操作上極めて有効になる。更に、位置合わせ操作の時間を短くできるので、位置合わせ操作中のレーザー光照射の時間を短縮し、被検眼へのダメージを軽減することができる。

【0049】

請求項2に記載の眼血流計では、レーザー光照射の状態によってディスプレイの状態が変化するため、測定状態毎に適した観察像の表示を行うことができる。

【0050】

請求項3に記載の眼血流計では、レーザー光照射開始時にディスプレイの表示を拡大しているので、トラッキング状態を詳細に観察できる。

【0051】

請求項4に記載の眼血流計では、レーザー光照射が終了し測定結果や測定条件を確認したい時には、観察像の拡大が解除され、測定結果や測定条件を確認できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

眼血流計の構成図である。

【図2】

システムコントローラーの構成図である。

【図3】

ディスプレイの表示画面である。

【図4】

ディスプレイの表示画面である。

【図5】

ディスプレイの表示画面である。

【図6】

システムコントローラーの構成図である。

【図7】

内部処理のフローチャート図である。

【図8】

ディスプレイの表示画面である。

【符号の説明】

- 1 観察光源
- 2 対物レンズ
- 1 1 孔あきミラー
- 1 2 バンドパスミラー
- 1 7 接眼レンズ
- 1 9 CCDカメラ
- 2 0 イメージローテータ
- 2 1 カルバノメトリックミラー
- 2 3 フォーカスユニット
- 3 1 レーザーダイオード
- 3 3 トランкиング光源
- 4 0 拡大レンズ
- 4 1 一次元CCD

45a、45b フォトマルチプライヤ

46 システムコントローラー

47 血管位置検出回路

48 入力デバイス

50 ディスプレイ

61 レーザー管理部

62 血管径算出器

63 血流速度算出器

64 F F T演算器

65 記録部

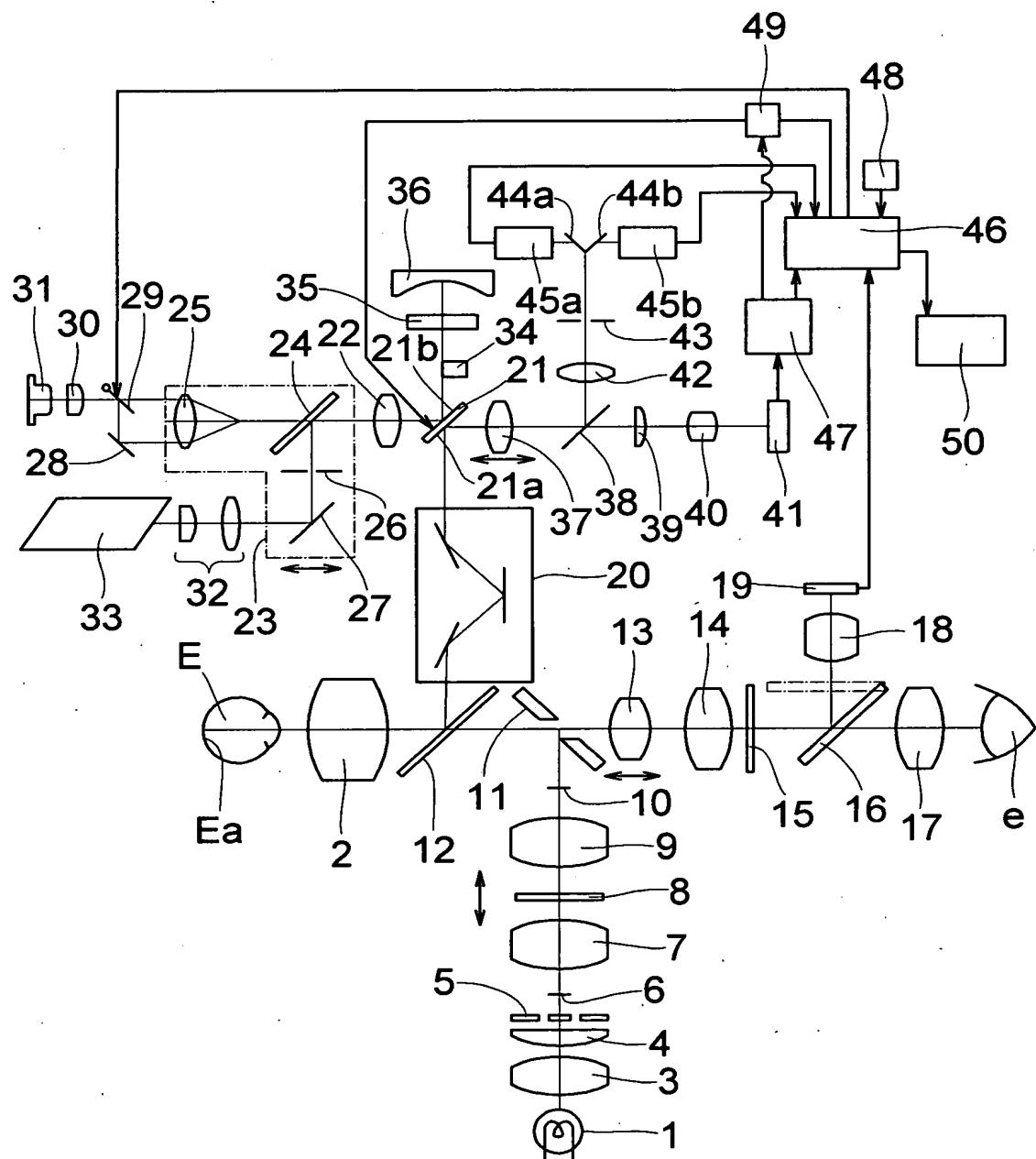
66 観察像管理部

67 データ表示管理部

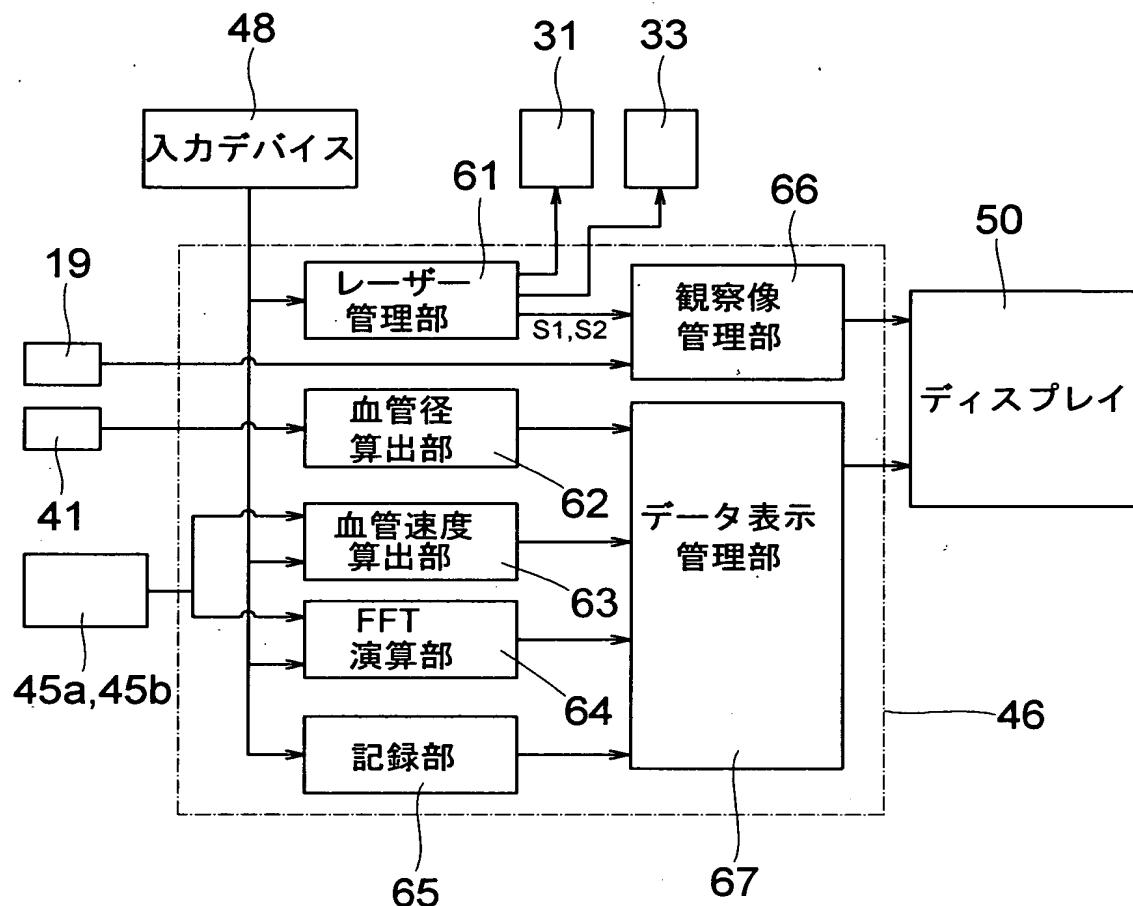
【書類名】

図面

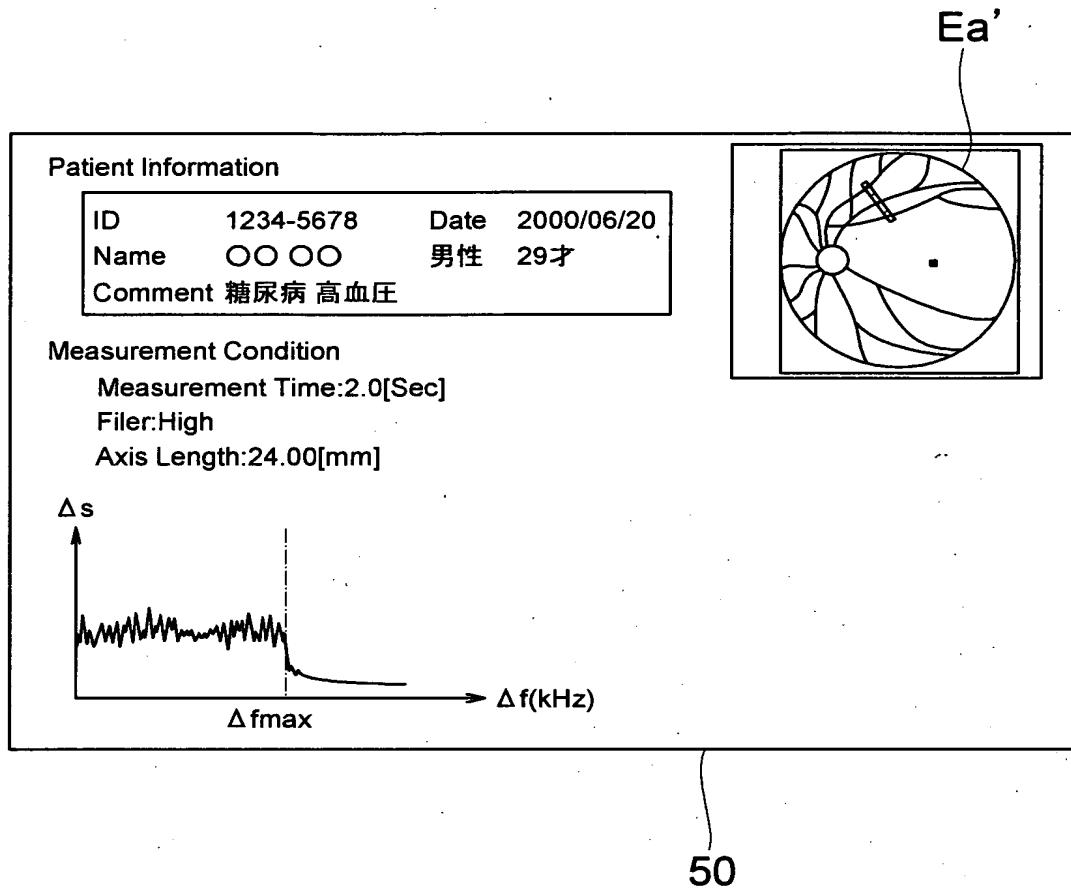
【図1】



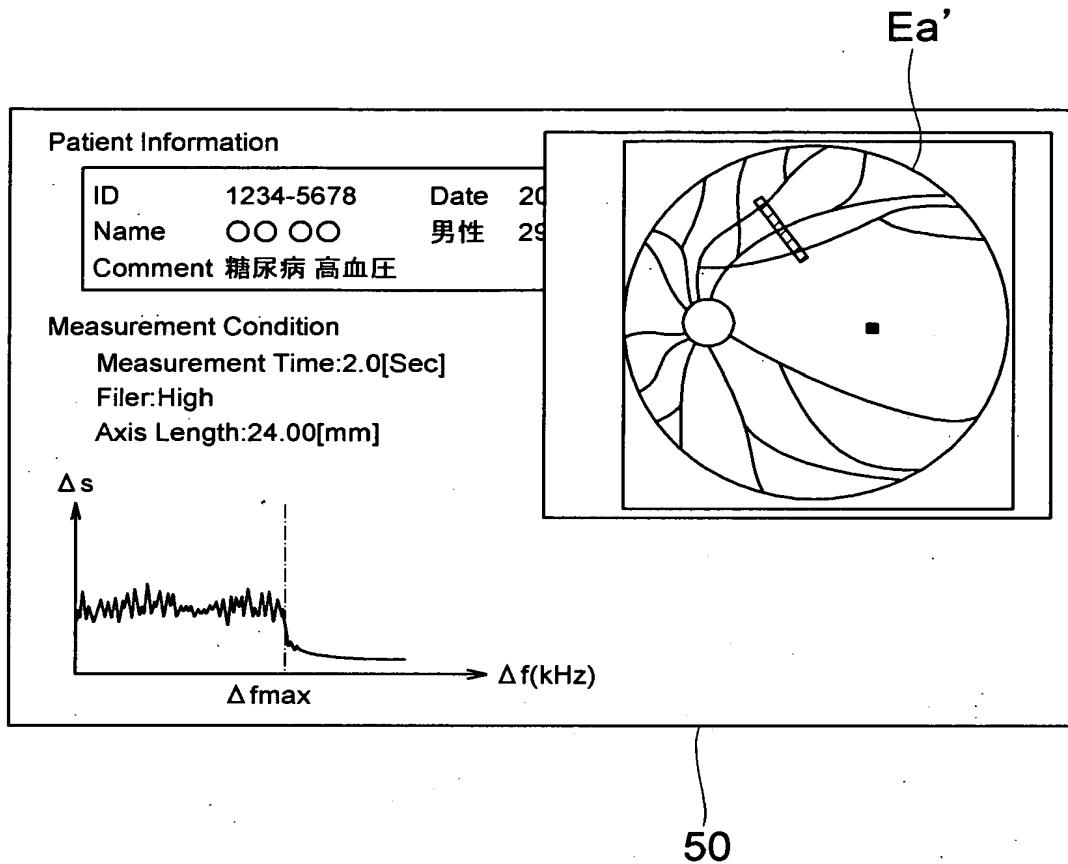
【図2】



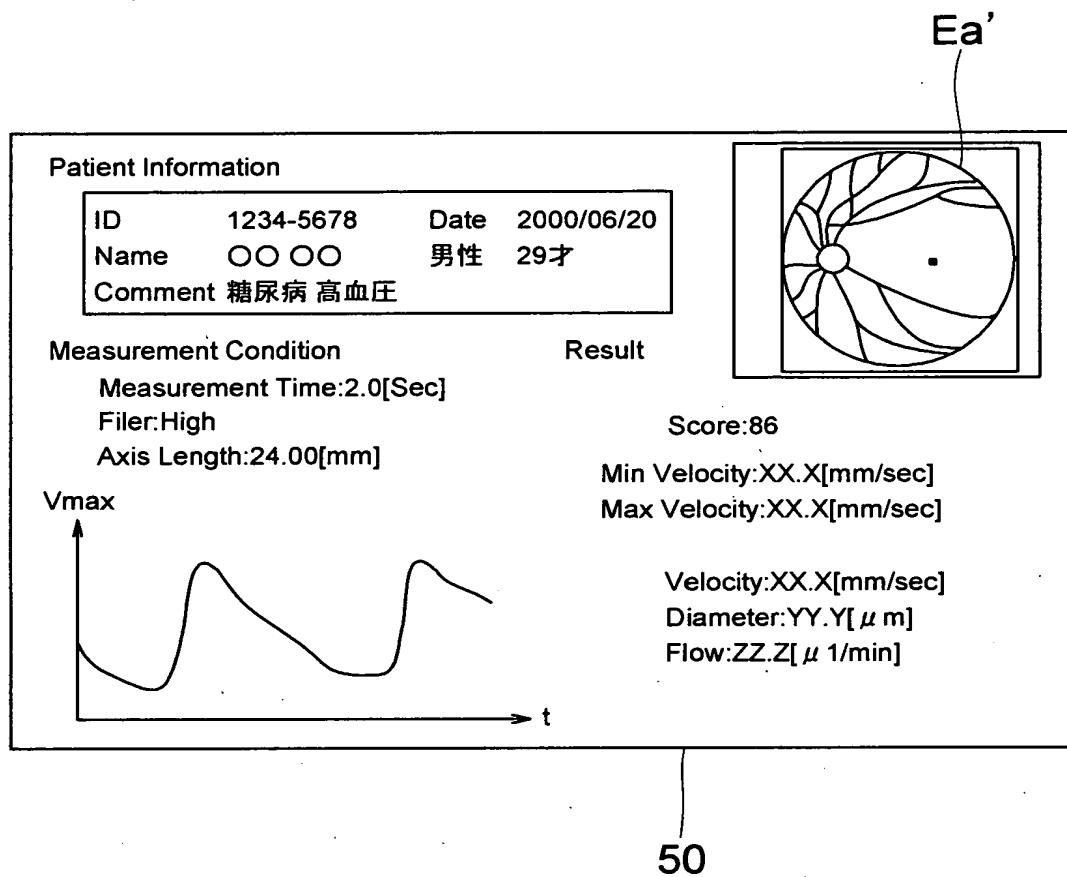
【図3】



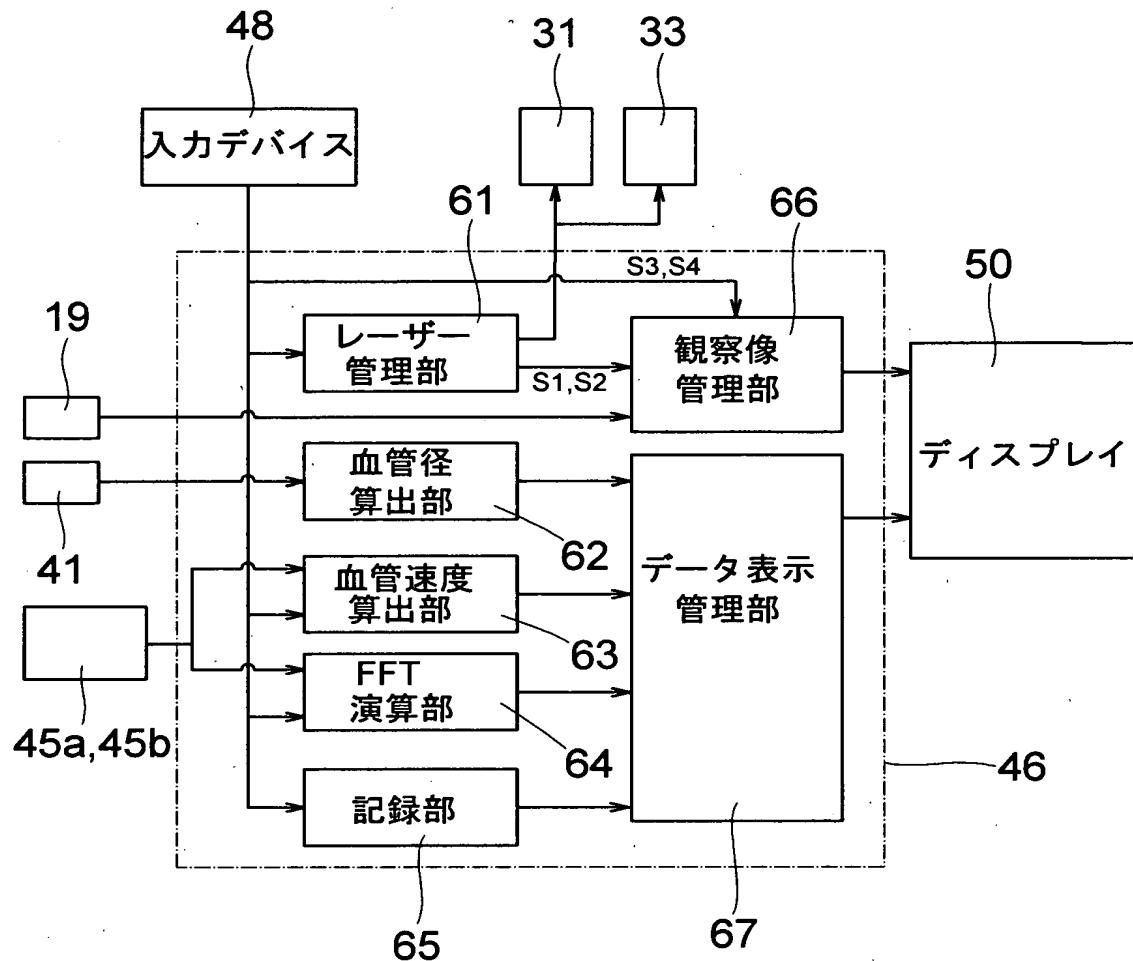
【図4】



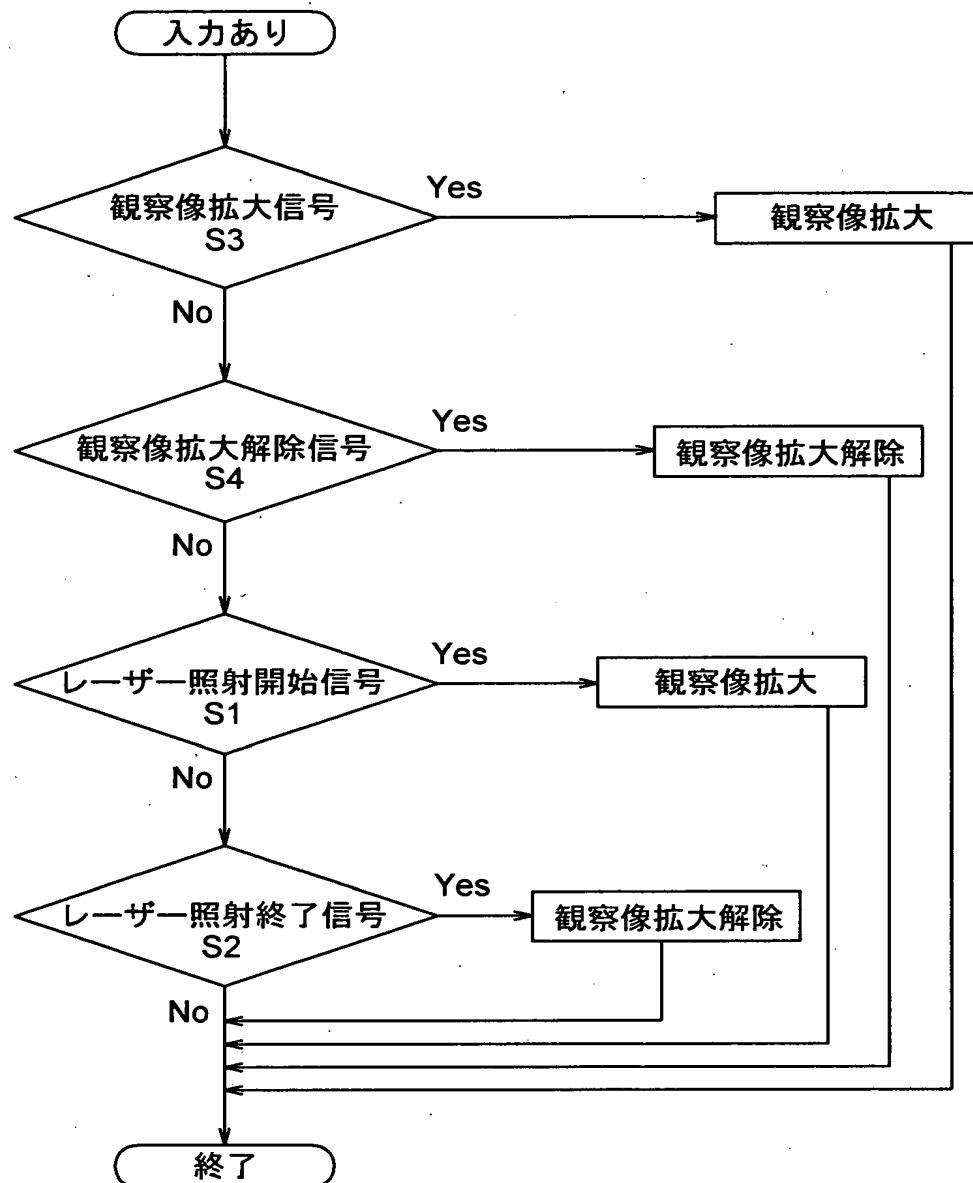
【図5】



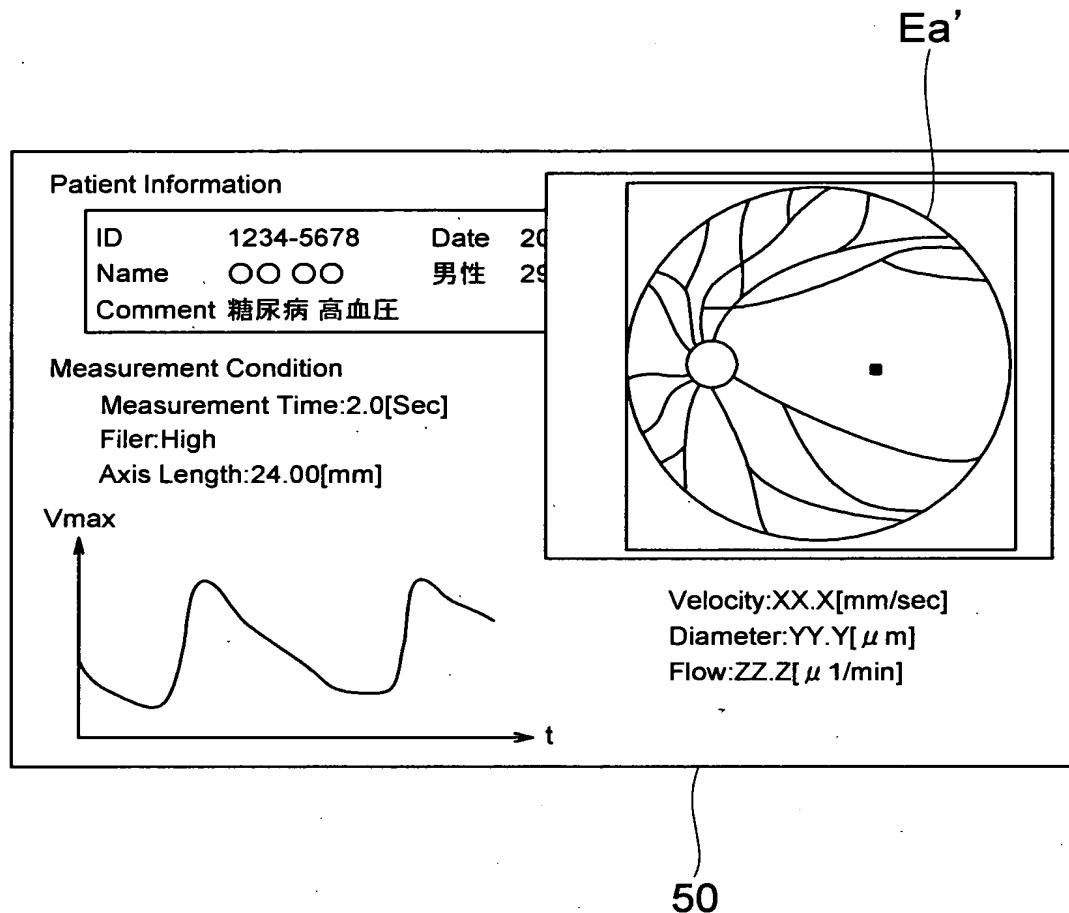
【図6】



【図7】



【図8】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 ディスプレイ表示を制御して、血流測定の結果及び測定条件の確認と、被検眼の測定状態の観察とを容易に行う。

【解決手段】 測定対象とする血管を決め入力デバイス48におけるレーザー光照射スイッチを押すと、データ表示管理部67にはフォトマルチプライヤ45a、45bの受光信号を周波数変換するFFT演算器64からFFT信号が入力される。データ表示管理部67はFFTの表示に切換え、ディスプレイ50の左下方にFFT情報を表示する。また、レーザー管理部61はレーザー光照射スイッチからの入力信号を受けると、トラッキング光源33及びレーザーダイオード31のレーザー光の照射を行う。同時に、観察像管理部66に照射開始信号S1を出力し、CCDカメラ19からの眼底像をディスプレイ50に拡大表示する。

【選択図】 図2

出願人履歴情報

識別番号 [000001007]

1. 変更年月日 1990年 8月30日

[変更理由] 新規登録

住 所 東京都大田区下丸子3丁目30番2号

氏 名 キヤノン株式会社